

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-63026

(43)公開日 平成6年(1994)3月8日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/0402		8119-4C	A 6 1 B 5/ 04	3 1 0 T
		8119-4C		3 1 0 A

審査請求 未請求 請求項の数1(全15頁)

(21)出願番号 特願平4-222858

(22)出願日 平成4年(1992)8月21日

(71)出願人 000230962

日本光電工業株式会社

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72)発明者 魏 大名

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本

光電工業株式会社内

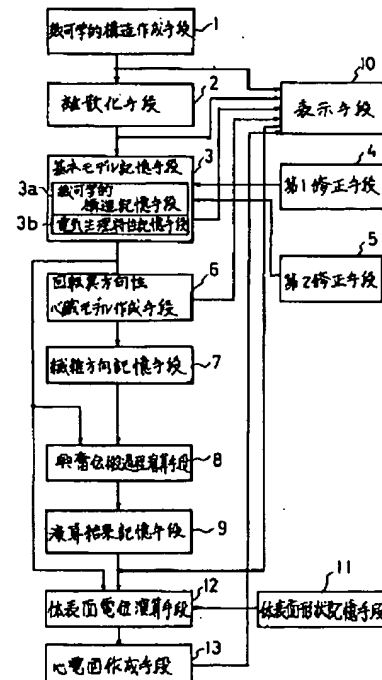
(74)代理人 弁理士 本田 崇

(54)【発明の名称】 心臓電気現象のシミュレータ

(57)【要約】

【目的】心筋興奮による体表面電位をきわめて正確にシミュレートすること。

【構成】セルが集合して成る心臓モデルの幾何学的構造データを記憶する手段3aと、各セルについて心筋の繊維方向データを記憶する手段7と、各セルについて心筋の繊維方向およびこれに直交する方向のそれぞれ異なる興奮伝搬速度およびそれぞれ異なる導電率に関するデータを含む電気生理特性データを記憶する手段3bと、前記心臓モデルを内蔵する生体モデルの体表面の形状データを記憶する手段11と、前記各手段が記憶しているデータに基づいてセルの興奮伝搬過程を演算して求める手段9と、この手段9の演算結果に基づいて体表面の電位を演算して求める手段12とを具備している。



BEST AVAILABLE COPY

【特許請求の範囲】

【請求項1】 セルが集合して成る3次元心臓モデルの幾何学的構造データを記憶する幾何学的構造記憶手段と、前記各セルについての心筋繊維方向のデータを記憶する繊維方向記憶手段と、前記各セルについての前記心筋繊維方向およびこの心筋繊維方向に直交する方向のそれぞれ異なる興奮伝搬速度およびそれぞれ異なる導電率に関するデータを含む電気生理特性データを記憶する電気生理特性記憶手段と、前記心臓モデルを内蔵する生体モデルの体表面の形状のデータを記憶する体表面形状記憶手段と、前記幾何学的構造記憶手段が記憶している幾何学的構造、前記繊維方向記憶手段が記憶している繊維方向および前記電気生理特性記憶手段が記憶しているデータに基づいて前記セルの興奮の伝搬過程を演算して求める興奮伝搬過程演算手段と、この興奮伝搬過程演算手段の演算結果、前記体表面形状記憶手段が記憶している体表面の形状および前記電気生理特性記憶手段が記憶している繊維方向に依存する導電率に基づいて前記体表面の電位を演算して求める体表面電位演算手段とを具備する心臓電気現象のシミュレータ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は人体内の心臓の電気現象をシミュレートする装置の改良に関する。

【0002】

【従来の技術】セルの集合体により心臓モデルを構築し、各セルに電気生理特性を与えて興奮の伝搬過程をシミュレートし、その伝搬過程から体表面電位を求める装置が特公平3-35928号に示されている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかし上記公報に記載の装置では、1つのセルが興奮するとその興奮は隣接するセルへ最も球面に近い形で伝搬し、全ての方向に同一の速度で伝播する等方性伝搬であるとしている。ところが実際の心臓を形成する心筋は多層であり、各層の心筋繊維の方向は異なり心外膜から心内膜まで約90～120度連続的に回転した状態となっている（S. Spaggiari et al : Circulation Vol 76 Suppl IV. 1987）。また、心筋における興奮伝搬速度はその繊維方向では一番速く、それと直交する方向では一番遅い（D. E. Roberts et al: Circ. Res. Vol 44. 1979）。図19は興奮伝搬速度の異方向性を示す実験結果であり、興奮伝搬等時間図である。図中の数値の単位はmsecであり、繊維方向に沿って伝搬速度が速く、それと直交する方向では遅いことが示されている。図20は心筋繊維配置の回転異方向性を示す実験の興奮伝搬等時間図である。図中Aが心外膜層、Bが中間層、Cが心内膜層である。心外膜層から心内膜層まで心筋の繊維方向が90度変化していることが示されている。このように心筋は均質ではないので従来の装置では興奮の伝搬過程をある程度の近似で

か得ることができない。

【0004】また、従来は興奮伝搬過程から体表面電位を求める場合、心筋における導電率も等方向性であるとしていた。ところが実際は心筋の繊維方向で導電率は高く、それと直交する方向で導電率は低い。図21に実測結果（等電位図）を示す。従って従来の装置で求めた体表面電位は現実とはかなりかけ離れたものであった。

【0005】本発明の目的は心臓モデルを構築し、興奮の伝搬過程を求め、正確に体表面電位をシミュレートすることができる装置を提供することである。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明では、セルが集合して成る3次元心臓モデルの幾何学的構造データを記憶する幾何学的構造記憶手段と、前記各セルについての心筋繊維方向のデータを記憶する繊維方向記憶手段と、前記各セルについての前記心筋繊維方向およびこの心筋繊維方向に直交する方向のそれぞれ異なる興奮伝搬速度およびそれぞれ異なる導電率に関するデータを含む電気生理特性データを記憶する電気生理特性記憶手段と、前記心臓モデルを内蔵する生体モデルの体表面の形状のデータを記憶する体表面形状記憶手段と、前記幾何学的構造記憶手段が記憶している幾何学的構造、前記繊維方向記憶手段が記憶している繊維方向および前記電気生理特性記憶手段が記憶しているデータに基づいて前記セルの興奮の伝搬過程を演算して求める興奮伝搬過程演算手段と、この興奮伝搬過程演算手段の演算結果、前記体表面形状記憶手段が記憶している体表面の形状および前記電気生理特性記憶手段が記憶している繊維方向に依存する導電率に基づいて体表面の電位を演算して求める体表面電位演算手段とを具備する構成となっている。

【0007】

【作用】興奮伝搬過程演算手段は、心筋繊維の方向とその方向に直交する方向のそれぞれ異なる興奮伝搬速度を用いて演算を行ない、体表面電位演算手段は心筋繊維の方向とその方向に直交する方向のそれぞれ異なる導電率を用いて演算を行なうので現実の体表面電位に近いシミュレーションを行なうことができる。

【0008】

【実施例】本発明の一実施例を説明する。この実施例は例えばワークステーションのようなコンピュータシステムで構成されている。図1は、本実施例の全体構成を示すブロック図である。この図に示す各手段はコンピュータシステムが有する各機能に対応している。

【0009】幾何学的構造作成手段1は、あらかじめ心臓を模して作成するかあるいは被検者の心臓の複数の断面画像データから被検者の心臓の三次元モデルを構築する手段である。

【0010】離散化手段2は幾何学的構造作成手段1が作成した三次元モデルを複数のセルに分割する手段であり、各セルの中心座標を求める手段である。

3

【0011】基本モデル記憶手段3は各セルの電気生理特性を記憶する電気生理特性記憶手段3bと離散化手段2が求めた各セルの中心座標を含む幾何学的構造データを記憶する幾何学的構造記憶手段3aとを有している。

【0012】第1修正手段4は形状のような解剖的データにより幾何学的構造記憶手段3aが記憶しているデータを変更する手段である。

【0013】第2修正手段5は、電気正理学的データを各セルに対応づけて電気生理特性記憶手段3bに収納、変更する手段である。

【0014】回転異方向性心臓モデル作成手段6は、心臓を形成する心筋は複数の層から成り、各層の心筋繊維方向は心外膜から心内膜まで連続的に傾斜した状態となっていることに基づいて心臓モデルを作成する手段である。

【0015】繊維方向記憶手段7は回転異方向性心臓モデル作成手段6が求めた各セルの心筋繊維方向のデータを記憶する手段である。

【0016】興奮伝搬過程演算手段8は、幾何学的構造記憶手段3a、電気生理特性記憶手段3bおよび繊維方向記憶手段7それぞれが記憶しているデータに基づいて興奮の伝搬過程を一定時間毎に演算して求める手段である。

【0017】演算結果記憶手段9は興奮伝搬過程演算手段8の演算結果を記憶する手段である。

【0018】体表面形状記憶手段11は生体モデルの体表面の形状とこの体表面に対する心臓モデルの位置を記憶する手段である。

【0019】体表面電位演算手段12は演算結果記憶手段9が記憶している興奮伝搬過程と、電気生理特性記憶手段3bが記憶している繊維方向に依存する導電率を含む電気生理特性と、体表面形状記憶手段11が記憶している体表面の形状に基づいて体表面の電位を演算して求める手段である。

【0020】心電図作成手段13は体表面電位演算手段12が求めた体表面電位に基づいて12誘導心電図、体表面心臓電位図(Body Surface Potential Maps)、ベクトル心電図等、臨床、研究中使われる実用的な心電図を作成する手段である。

【0021】表示手段10は、幾何学的構造作成手段1、離散化手段2、基本モデル記憶手段3、回転異方向性心臓モデル作成手段6、演算結果記憶手段9および心電図作成手段13それぞれから出力されるデータを必要に応じて表示する手段である。

【0022】このように構成された装置の動作を詳細に説明する。

【0023】まず幾何学的構造作成手段1は図2に示すように、断面図データの読取りを行なう(ステップ101)。ここで断面図データとは図3に示すように被検者の心臓の例えば10箇所の断面図であり、超音波やX線

4

を用いて得られる断層写真である。これらの画像はイメージスキャナで読取られる。次にこのようにして読取ったデータから心臓の輪郭抽出を行ない(ステップ102)、補間によって上記入力画像間の中間層断面の輪郭構成を行なう(ステップ103)。こうして作成した各断面図を表示手段10で表示する。オペレータは表示された断面図を見て修正が必要か否かを判断し、必要ならば修正を行なって再び表示させる。幾何学的構造作成手段1はオペレータのマウスあるいはキー入力に応じて断面図を修正、表示する(ステップ104、105、106)。修正が必要でない場合、得られた各層断面の輪郭データをファイルする(ステップ107)。

【0024】次に離散化手段2は図4に示す動作を行なう。すなわち、まず、離散化座標系(I, J, K)を例えば図5のような斜交で設定する(ステップ201)。この場合心臓モデルをセルの最密充填構造で構築するものとする。これによれば図6に示すように配置された各セルの位置を簡単に表わすことができる。図6はセルの局所配置を示している。本実施例では1個のセルの大きさを1.5mmとする。従って各座標の単位長さも1.5mmである。次に一つの層の輪郭データをデータファイルから読出す(ステップ202)。そしてこの層の輪郭の離散化座標系(I, J, K)上の相対的位置を決定する(ステップ203)。次にこの層における輪郭線を離散化する(ステップ204)。すなわち輪郭線を各座標が単位長さの整数倍となる位置にある点であらわす。

【0025】次にこの層における内域を設定するために各離散化座標I, J, Kにおける境界線の最大値、最小値を確立する(ステップ205)。

【0026】次に上記最大値、最小値に基づいて内域を決定し、その内域を離散化する(ステップ206)。次にステップ204、206で求めた輪郭線および内域の離散化されたデータに基づいてその層の離散化モデルを構成する(ステップ207)。一例を図7に示す。次に全部の層について離散化モデルを構成したかを判断し(ステップ208)、全部の層についてその処理が終了していなければステップ202に戻り、終了していればステップ209に進み、全部の層の離散化モデルをファイルする。

【0027】次に、離散化モデルを第1修正手段4によって解剖学的に構成する。心筋は固有心筋と特殊心筋に大別される。固有心筋には心房筋、心室筋があり、特殊心筋には洞房結節、房室結節、ヒス束、左脚、右脚、プルキンエ繊維がある。このような構造をモデルに定着させることを解剖学的構成という。また、異常心臓をシミュレートする場合、異常心筋(例えば肥大、心筋梗塞等)の設定も行なう。次に、幾何学的、解剖学的に構成されたモデルを幾何学的構造記憶手段3aに格納する。また、以上のように構成したモデルの各種のセルに、第2修正手段5によって電気生理特性を与える。

5

【0028】ここで電気生理特性は活動電位、興奮伝搬速度、自動能、ペースングに関するデータであり、パラメータである。これらは各セルの種類に応じて指定され、修正され、電気生理特性記憶手段3bに格納され、演算手段8が演算を行なう場合に用いられる。活動電位特性を図8に示す。活動電位のパラメータには0相から4相までの各相の持続時間、絶対不応期、相対不応期、過常期、域値電位等がある。興奮伝搬速度のパラメータには心筋繊維方向の伝搬速度とその方向に直交する方向の伝搬速度の比、相対不応期における伝搬遅延等がある。自動能のパラメータには固有発火周期、連結期による固有周期の最大遅延率と最大短縮率、固有周期遅延から短縮へ転変する連結期時刻等がある。ペースングのパラメータにはペースング周期、ペースング回数、ペースング周期の変動率等がある。

【0029】図9に示すように心筋の種類についての電気生理特性は予め記憶されており、各セルが属している心筋の種類が指定されると自動的にそのセルの電気生理特性が得られるようになっている。

【0030】次に第1修正手段4は解剖的にモデルを修正する。すなわちオペレータが表示手段10に表示された心臓モデルを見ながらマウスあるいはキー入力を行なうと、第1修正手段4はその入力に応じてセルの位置や数を変更し、モデルの形状を変更する。

【0031】次に第2修正手段5は電気生理学的にモデルを修正する。すなわち、オペレータが表示手段10に表示された各セルについての電気生理特性を見ながらマウスあるいはキー入力を行なうと、第2修正手段5はその入力に応じて各セルについての電気生理特性を変更する。

【0032】次に回転異方向性心臓モデル作成手段6は、図10に示す動作を行なう。まず離散化した3次元モデルを多層化する(ステップ301)。その方法としては心外膜全体から内へ等方向の興奮伝搬を行なわせ、セルを同時刻に興奮する層に分ける。そしてその興奮の順番を層番号とする。図7に示す例では中隔心筋の層は左心室の自然延長としている。次に図11に示すように各層の繊維平面方向(繊維平面の法線方向)の単位ベクトル[P]を設定する(ステップ302)。ここでは次のような規則に従って各層の繊維平面方向を設定する。

(a) 同じ層中、繊維平面が平行である。

(b) 心外膜層の繊維平面は心臓軸と直交である。

(c) 繊維平面方向は中隔面と平行で、心外膜層から最内の層まで所定角度(90~120度)で反時計方向に回転する。

(d) 心外膜層から第i番目の繊維平面と心外膜層の繊維平面とのなす角度 δ_i は、

$$\delta_i = i \cdot R / N$$

で決定する。ここでRは90~120度の定数、Nは層の総数である。

6

【0033】次に各セルにおける繊維方向を求める(ステップ303)。図12に示すようにまず各セルにおける層曲面の法線方向の単位ベクトル[n]を求める。これをある1のセルについては図13に示すようにして求める。次に上記ステップ302で設定した層の繊維平面方向の単位ベクトル[p]を用いて[n]×[p]=[f]を計算する。この[f]が上記1のセルについての繊維方向の単位ベクトルである。

【0034】繊維方向記憶手段7は、このようにして求めた各セルの繊維方向の単位ベクトル[f]=(α , β , γ)を記憶する。

【0035】次に興奮伝搬過程演算手段8は図14に示す処理を行なう。この処理はある時刻TにおいてT-(1タイムステップ)に興奮したセルの興奮伝搬過程を演算して求めるものである。図14について説明すると、まずステップ401でタイムステップを1に設定する。この場合1タイムステップは例えば3msとする。次にステップ402では時刻を1タイムステップ進めた時刻に設定する。次に1タイムステップ内に1のセルから発生した興奮が到達する範囲を計算する(ステップ403)。この範囲は図15に示すように前記1のセルを中心とする楕球であり、その長軸方向が繊維方向と一致している。図15中(A)は全体図、(B)は上記1のセル周辺の拡大図である。長軸aは、

$$a = V_i \cdot T_i \quad (2)$$

で決める。ただし V_i は繊維方向の興奮伝搬速度であり、 T_i はiタイムステップ分の時間である。短軸bは、

$$b = a \cdot r_{ti} \quad (3)$$

で決める。ただし r_{ti} は繊維方向およびこれに直交する方向の興奮伝搬速度の比である。iタイムステップの興奮範囲は次式で表わされる。

$$1^2/a^2 + t^2/b^2 + n^2/b^2 < 1 \quad (4)$$

ここで1, t, nは図15に示す楕球の長軸、2つの短軸からなる局所座標である(原点は楕球の中心)。

【0036】次に興奮伝搬過程演算手段8は上記のようにして求めた興奮範囲内のセルの1つを抽出(ステップ404)し、そしてそのセルが興奮可能か否かを判断する(ステップ405)。この判断はそのセルが絶対不応期に入っているか否かにより行なう。すなわち現在の時刻が、前回の興奮時刻から活動電位持続時間内にあるかを判断する。興奮可能であれば次のタイムステップの時刻を興奮時刻としてそのセルに対応づけて記憶し(ステップ406)、ステップ407に進む。そのセルが絶対不応期にあれば直ちにステップ407に進む。ステップ407では興奮範囲内にある全てのセルについての捜査が終了したかを判断する。捜査が終了していなければステップ404に戻る。次にステップ408では興奮範囲の最小距離が1個のセルの大きさより大であるかを判断する。ここで否であればタイムステップ数を1つ増加し

7

(ステップ409)、ステップ402に戻る。ステップ408でその距離がセルの大きさより大であればこの興奮伝搬過程を求める演算は終了する。図14のような演算処理はT時刻において、T-1(タイムステップ)時刻に興奮したすべてのセルに対して行なう。Tはシミュレーション開始時刻から終了時刻まで進み、全部の演算が終了した後、演算結果記憶手段9は興奮伝搬過程演算手段8が求めた各セルについての興奮時刻と再分極時刻(興奮時刻+活動電位持続時間)を記憶する。

【0037】こうして得られた興奮伝搬過程は表示手段10が表示する。図16は左心室外膜に刺激を加えた場合の左心室外膜興奮伝搬等時間図である。図中(A)は*

$$[J_i] = -\sigma_t^i \cdot \nabla \phi^i - (\sigma_1^i - \sigma_t^i) [f] \cdot [f]^T \nabla \phi^i \quad (5)$$

σ_1^i : 膜内繊維方向の導電率

σ_t^i : 膜内繊維と直交する方向の導電率

$\nabla \phi^i$: 膜内電位勾配

$[f]$: 繊維方向の単位列ベクトル

※T: 転置

無限一様かつ導電率 σ_e の媒体中、1つの電流双極子から距離rの点pにおける電位 $\phi(p)$ は次式であらわされる。

$$\phi(p) = (1/4\pi\sigma_e) \cdot [J_i] \cdot \nabla(1/r) \quad (6)$$

(5)式を(6)式に代入すれば次のようになる。 20

$$\begin{aligned} \phi(p) = & -(\sigma_t^i / 4\pi\sigma_e) \cdot \phi^i \cdot \nabla(1/r) \\ & - \{(\sigma_1^i - \sigma_t^i) / 4\pi\sigma_e\} \cdot [f] \cdot [f]^T \cdot \nabla \phi^i \cdot \nabla(1/r) \end{aligned} \quad (7)$$

ここで導電率比(膜内繊維方向の導電率/膜内繊維方向★ ★に直交する方向の導電率)をkとすると、

$$\sigma_1^i = k \cdot \sigma_t^i \quad (8)$$

となる。(7)式を書き直すと、

$$\phi(p) = -(\sigma_t^i / 4\pi\sigma_e) \cdot \{1 + (k-1) \cdot [f] \cdot [f]^T\} \cdot \nabla \phi^i \cdot \nabla(1/r) \quad (9)$$

となる。ここで、

$$C(I, J, K) = -\{1 + (k-1) \cdot [f] \cdot [f]^T\} / 4\pi\sigma_e \quad (10)$$

とおくと、(9)式は、

$$\phi(p) = C(I, J, K) \cdot \sigma_t^i \cdot \nabla \phi^i \cdot \nabla(1/r) \quad (11)$$

となる。すべてのセルによる点pの電位 ϕ^0 は次式であらわされる。

$$\phi^0 = \sum C(I, J, K) \cdot \sigma_t^i \cdot \nabla \phi^i \cdot \nabla(1/r) \quad (12)$$

【0039】次に図17を参照して体表面電位演算手段12の動作を具体的に説明する。まず異方向性係数を計算する(ステップ501)。ここで中心位置が(I, ◆

$$C(I, J, K) = -\{1 + (k-1) [f] \cdot [f]^T\} / 4\pi\sigma_e \quad (13)$$

体表面電位演算手段12は電気生理特性記憶手段3bが記憶している導電率比kおよび導電率 σ_e (人体組織の平均導電率)と繊維方向記憶手段7が記憶している繊維方向 $[f]$ を式(13)に代入して異方向性係数 $C(I, J, K)$ を求める。次に時刻 T_i に興奮開始となったセ*

$$\phi^i(t) = A_i(t - T_i) \quad (14)$$

【0040】次に各セルの電流双極子モーメントを計算する(ステップ503)。各セルの電流双極子モーメント $[J_i]$ はステップ501で求めた異方向性係数C ※

$$[J_i] = C(I, J, K) \cdot \sigma_t^i \nabla \phi^i \quad (15)$$

σ_t : 膜内繊維と直交する方向の導電率

★50★【0041】次に心臓モデルを複数個のブロックに分け

8

*実験による実測結果であり、(B)は従来の等方向伝搬によるシミュレーション結果であり、(C)は本実施例の表示手段10が表示するシミュレーション結果である。これらの図に示すように本実施例によればきわめて実測に近い興奮伝搬過程のシミュレーションを行なうことができる。

【0038】次に体表面電位演算手段12の動作について説明する。まず体表面電位演算手段12が体表面電位を求める際に用いる原理を説明する。単一の心筋セルは興奮状態にあるとき1つの電流双極子とみなすことができる。そのときの膜内活動電位(膜電位)を ϕ^i とすると電流双極子モーメントは次式であらわされる。

で各ブロックの電流双極子モーメントを計算する(ステップ504)。ここで例えば複数個のブロックに分けるとは、心臓モデルを縦6個、横3個、奥3個となるよう*

$$[J_{aj}] = \Sigma [J_i]$$

ここで Σ はj番ブロックで行なう。

【0042】次に全ブロックの電流双極子モーメントから距離Rの点における電位を計算する(ステップ50 ※

$$\phi^0 = \Sigma [J_{aj}] \cdot (1/R)$$

(16)

※5)。ただしここでは電流双極子モーメントは無限一様の媒体中にあると仮定して計算する。このときの電位は次式を計算することにより求められる。

(17)

【0043】次に境界要素法により体表面電位 ϕ を次式 10★記憶している図18に示すトルソ(胸部)モデルのデータを用いる。

$$\phi = \phi^0 - MQ^0 - P^0$$

(18)

Q; ϕ^0 の法線微分

P^0 ; 電位の表面積分が0となるという条件を満足させるために ϕ^0 の要素から計算される値

M; $n \times n$ の係数マトリクス。体表面形状記憶手段11が記憶しているトルソモデルの幾何学的構造による。nはトルソモデルの節点の総数。

電位 ϕ はn次元ベクトルであらわされる体表面電位である。これによりトルソモデルの節点の電位がすべて得られる。

【0044】心電図作成手段13は上記のようにして求めた節点の電位から線間補間によって図18の丸印で示す各誘導点の電位を求め、12誘導心電図を作成する。表示手段10は心電図作成手段13が作成した心電図を表示する。尚、心電図作成手段13が作成する心電図は12誘導心電図としたが、ベクトル心電図、体表面心臓電位図等いずれの心電図でも良い。

【0045】本実施例によれば、無限一様の媒体中の電位を求める際に心臓モデルを複数個のブロックに分けて各ブロックの電流双極子モーメントを計算し、これを用いて電位を求めたので、各セルの電流双極子モーメントから直ちに電位を求めるよりも計算所要時間は大幅に短縮できる。

【0046】

【発明の効果】本発明によれば、心筋の繊維方向とこの方向に直交する方向それぞれについて興奮伝搬速度および導電率が異なることと心筋繊維の配置方向が一層一層異なることを考慮しているので実際の体表面電位にきわめて近いシミュレーションを行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の全体構成を示すブロック図。

【図2】図1に示した幾何学的構造作成手段の動作を説明するための図。

【図3】図1に示した幾何学的構造作成手段に入力する断面図を説明するための図。

【図4】図1に示した離散化手段の動作を説明するための図。

【図5】離散化座標系を示す図。

【図6】幾何学的構造モデルの局所を示す図。

☆【図7】離散化した断面の一例を示す図。

【図8】1つのセルの電気生理特性を示す図。

【図9】図1に示した幾何学的構造記憶手段と電気生理特性記憶手段が記憶しているデータの概念図。

【図10】図1に示した回転異方向性心臓モデル作成手段の動作を説明するための図。

【図11】心臓モデルの心筋の各層の繊維平面方向を示す図。

【図12】心臓モデルの1つセルにおける繊維平面方向、繊維平面の法線方向および繊維方向を示す図。

【図13】ある層における1つのセルについての繊維層の法線方向を求める方法を説明するための図。

【図14】図1に示した興奮伝搬過程演算手段の動作を説明するための図。

【図15】1つのセルを中心にして伝搬する興奮の到達範囲を説明するための図。

【図16】左心室外膜に刺激を加えることによる興奮伝搬の状態を示す図。

【図17】体表面電位演算手段の動作を説明するための図。

【図18】図11に示す体表面記憶手段が記憶したトルソモデルを示す図。

【図19】心筋における興奮伝搬速度の異方向性を示す興奮伝搬等時間図。

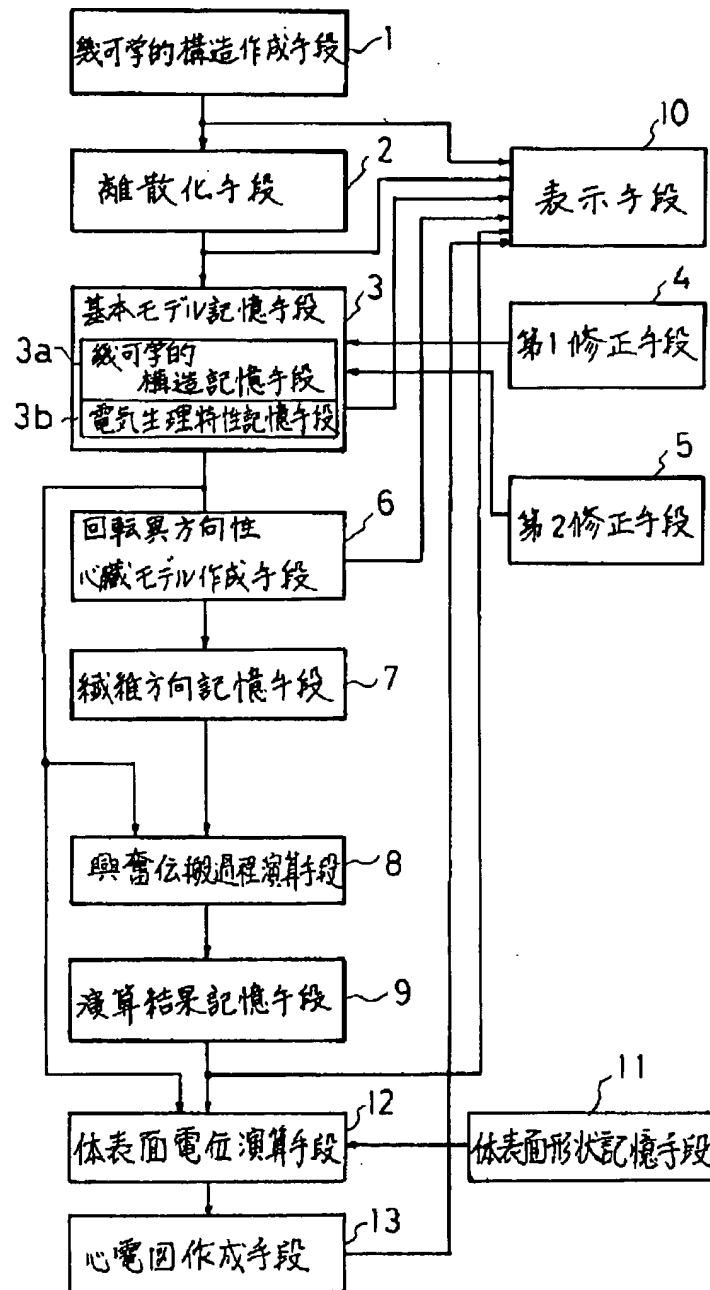
【図20】各層における心筋の繊維方向を示すための興奮伝搬等時間図。

【図21】導電率の異方向性を示す等電位図。

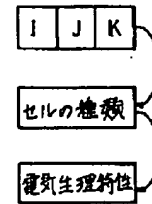
【符号の説明】

- | | |
|--------------|-------------------|
| 1 幾何学的構造作成手段 | 2 離散化手段 |
| 3 基本モデル記憶手段 | 4 第1修正手段 |
| 5 第2修正手段 | 6 回転異方向性心臓モデル作成手段 |
| 7 繊維方向記憶手段 | 8 興奮伝搬過程演算手段 |
| 9 演算結果記憶手段 | 10 表示手段 |
| 11 体表面形状記憶手段 | 12 体表面電位演算手段 |
| 13 心電図作成手段 | |

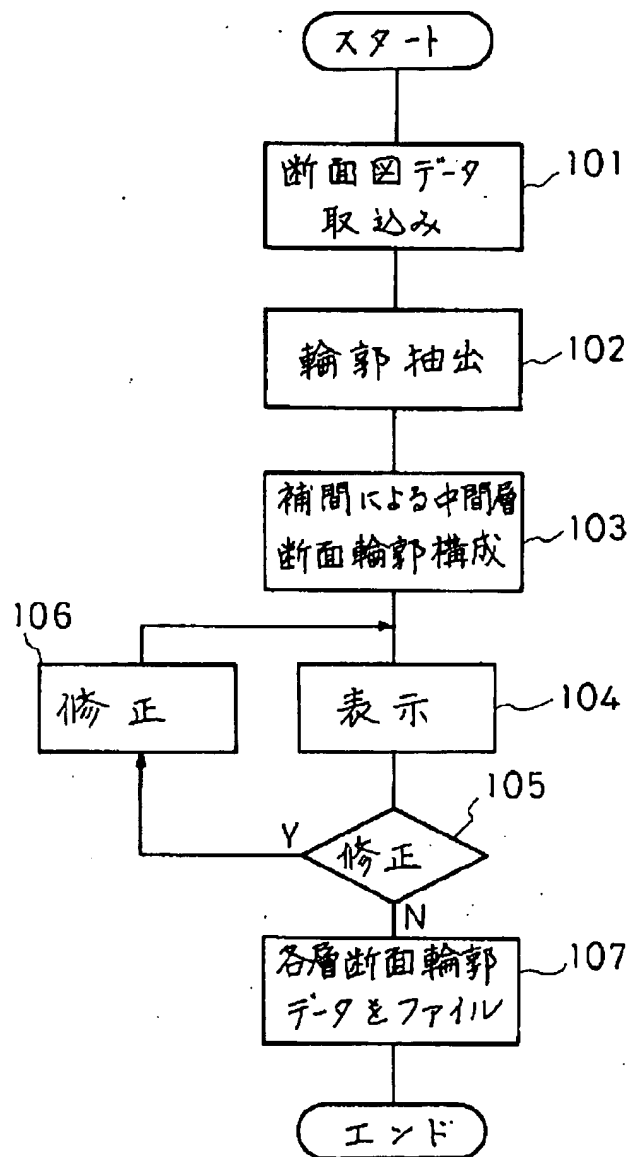
【図1】



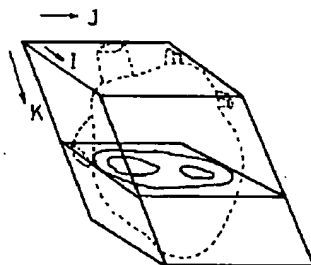
【図9】



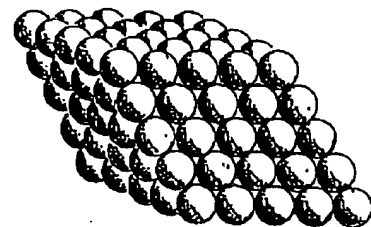
【図2】



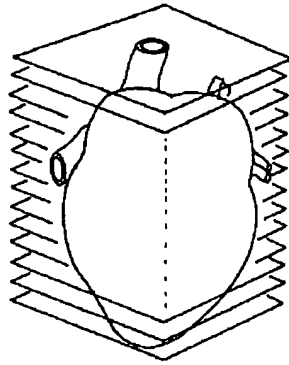
【図5】



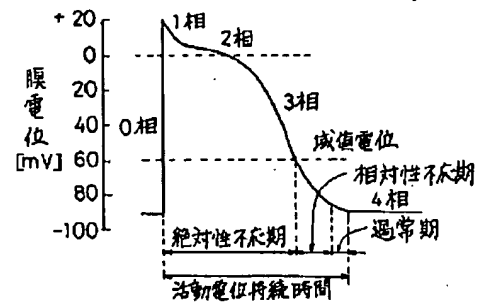
【図6】



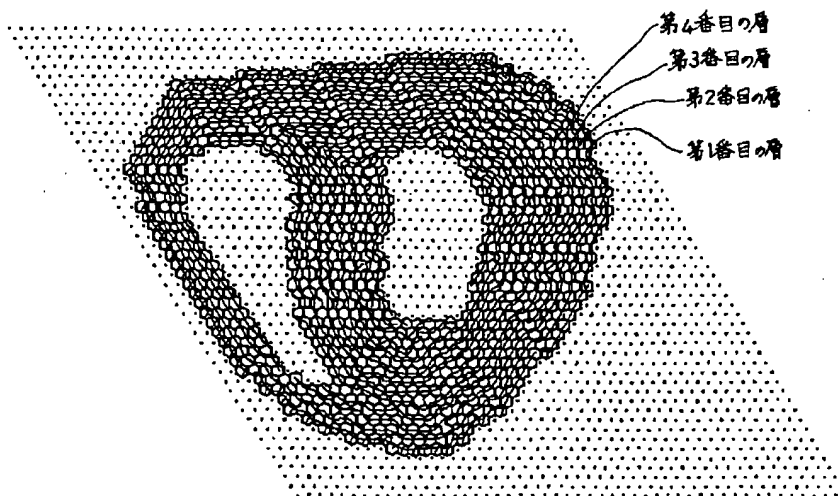
【図3】



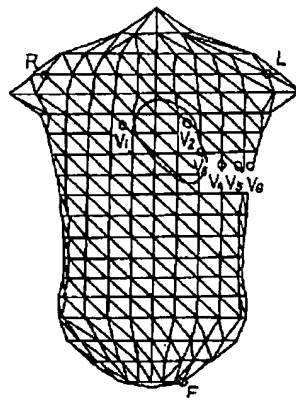
【図8】



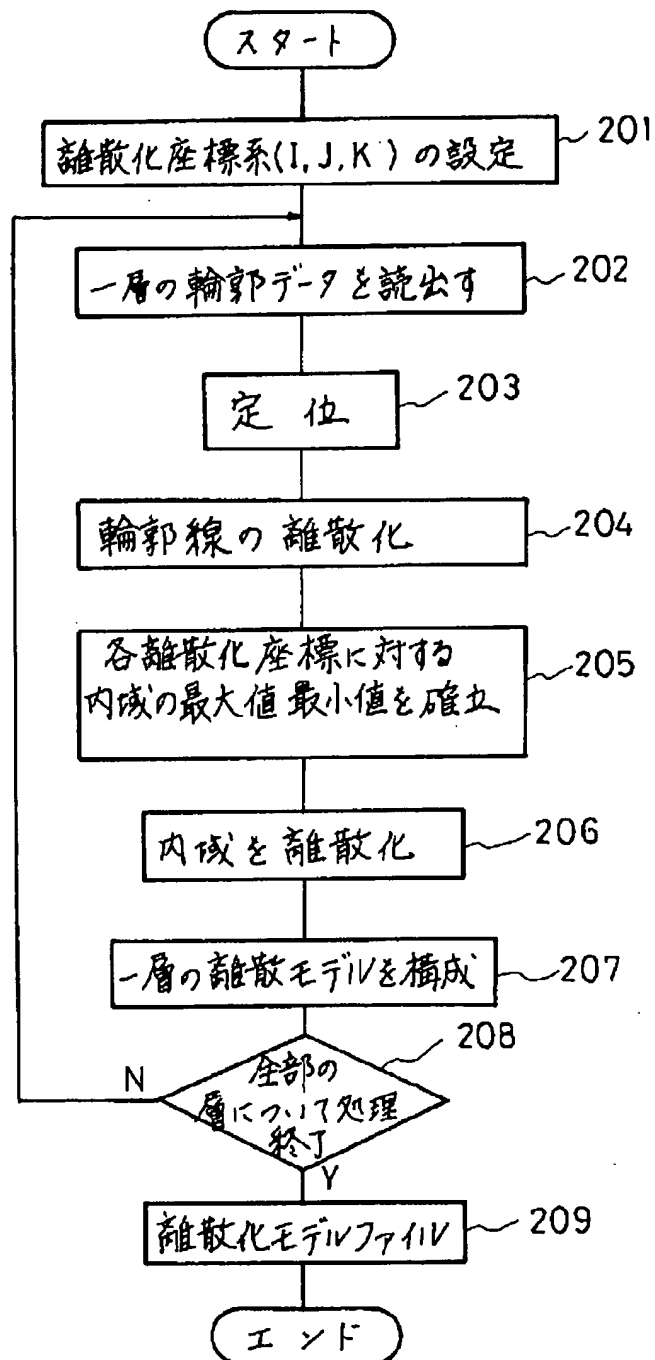
【図7】



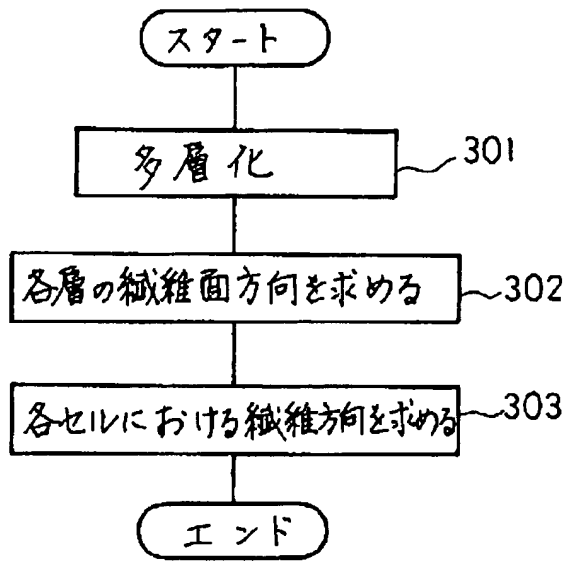
【図18】



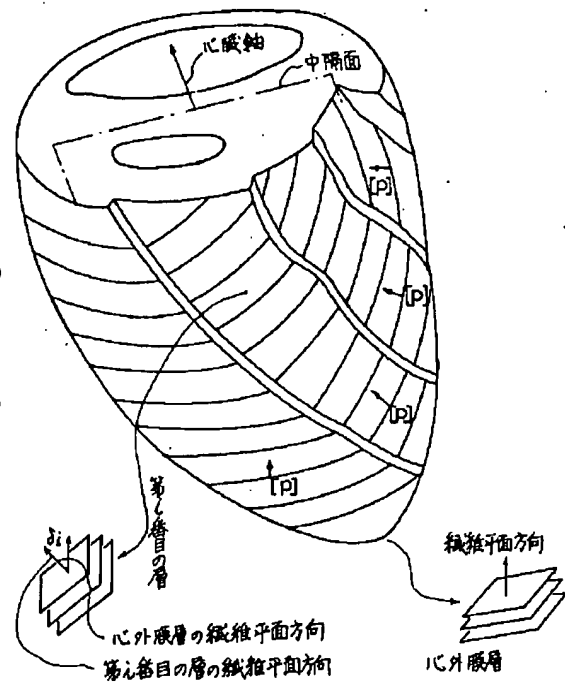
【図4】



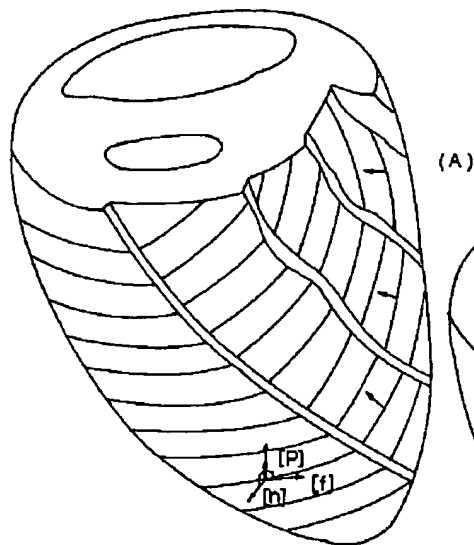
【図10】



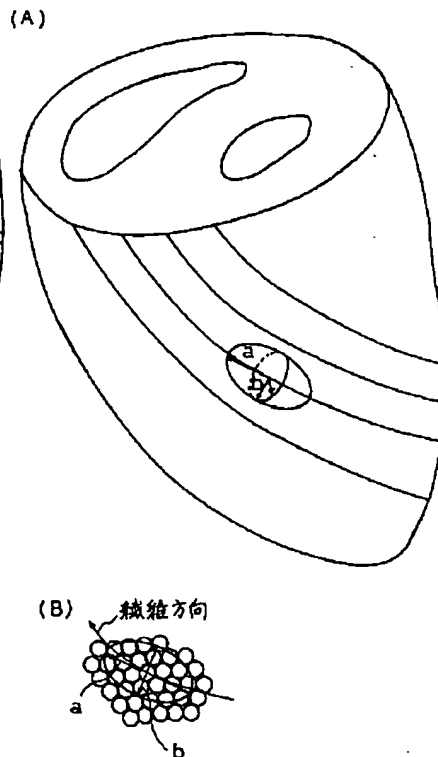
【図11】



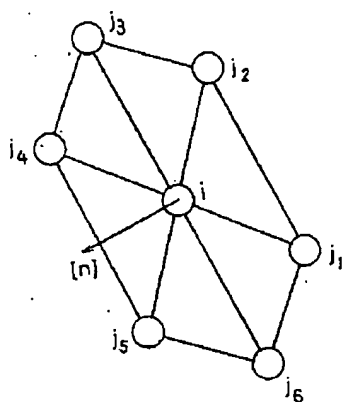
【図12】



【図15】



【図13】



$$[n] = \frac{\sum_{q=1}^M [n_q]}{\left| \sum_{q=1}^M [n_q] \right|}$$

$$[n_q] = \frac{\overrightarrow{i j_m} \times \overrightarrow{i j_{m+1}}}{\left| \overrightarrow{i j_m} \times \overrightarrow{i j_{m+1}} \right|}$$

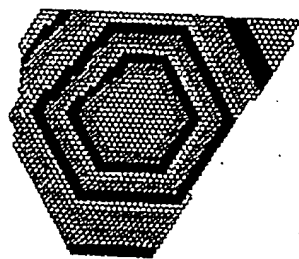
$$m=1, \dots, M \quad j_{m+1}=j_1$$

Mは同層に属する隣接セルの数

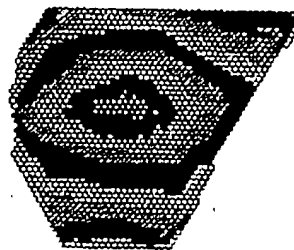
【図16】



(A)

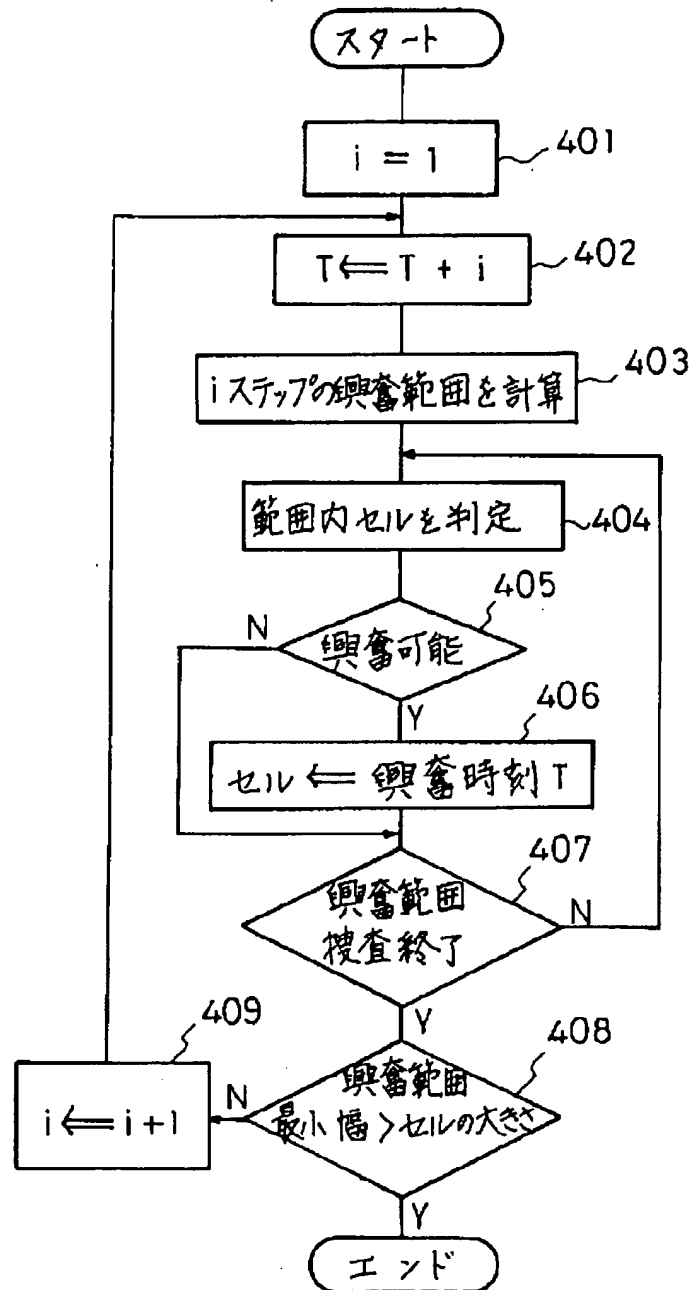


(B)

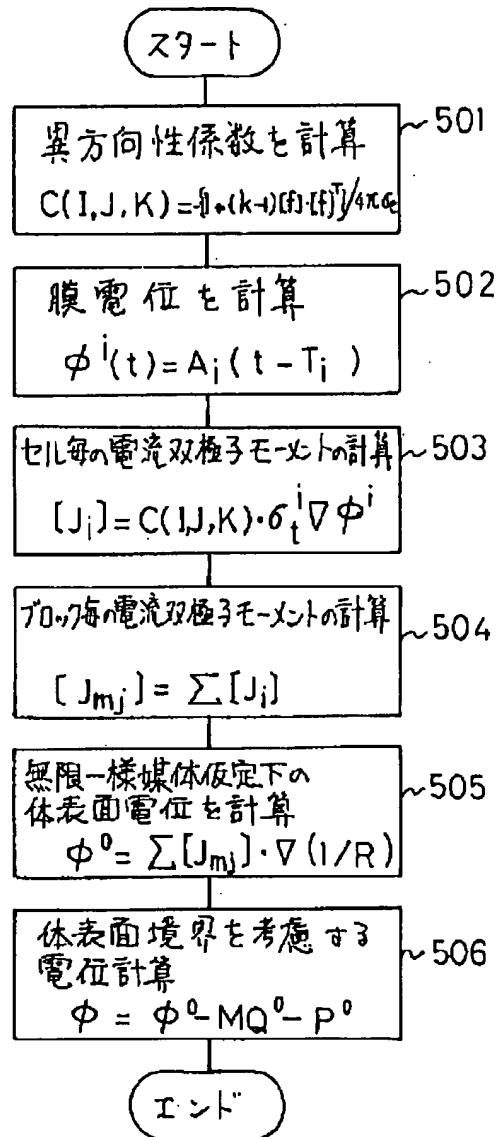


(C)

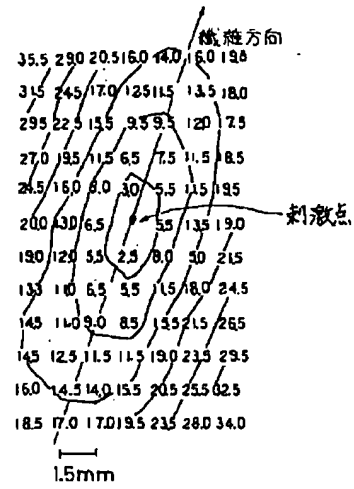
【図14】



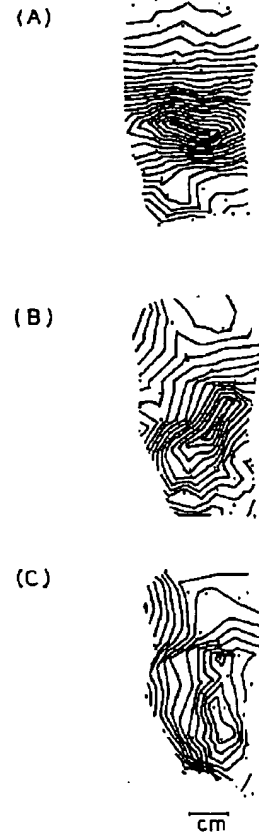
【図17】



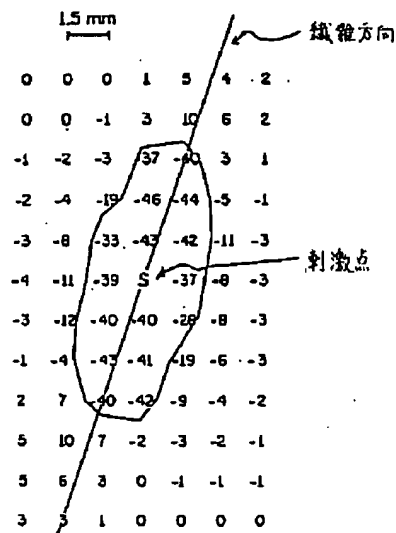
【図19】



【図20】



【図21】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER: _____**

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.